# Propuesta de un modelo del sistema cardiovascular humano

K. Gómez[a], A. D'Alessandro Martínez [b], G. Sánchez[a] y M. Rodríguez[a]
[a]*Universidad Simón Bolívar, Núcleo del Litoral,*
[b]*Universidad Central de Venezuela, Universidad Simón Bolívar,*
*e-mail: kgomez@usb.ve, adaless@usb.ve, gsanchez@usb.ve, mirodriguez@usb.ve*

Recibido el 11 de diciembre de 2001; aceptado el 25 de noviembre de 2002

En el presente trabajo se diseñó un modelo con alto significado fisiológico que permite estudiar tanto condiciones normales como patologías del sistema cardiovascular. En dicho modelo, el sistema arterial fue representado por circuitos RLC. La compliance de los ventrículos se expresó mediante una capacitancia variable en el tiempo. Se obtuvieron las gráficas de presión *vs* tiempo, volumen *vs* tiempo y la relación presión-volumen del ventrículo izquierdo; se compararon las mismas con gráficas obtenidas en la literatura especializada. El modelo permite reconstruir y predecir el estado del sistema circulatorio.

*Descriptores:* Análogos eléctricos; circuitos eléctricos; contractilidad ventricular; relación presión - volumen.

In the present article is designed a model with high physiologic signified that permits to study so much normal conditions as pathological conditions of the cardiovascular system. In the model, the arterial system was represented for RLC circuits. The ventricular compliance was expressed by the time varing capacitance. They were obtained the grafic of pressure *vs* time, volume *vs* time and pressure - volume relation of the left ventricle; the same were compared with grafic obtained in the specialized literature. The model permits to reconstruct and to predict the circutarory system state.

*Keywords:* Electrical analogous; electrical circuits; pressure volume - relation; ventricular contractily.

PACS: 87.80.-

El propósito de una parte de las investigaciones que se realizan en las ciencias biomédicas es comprender el funcionamiento del organismo humano. En el presente trabajo se diseñó un modelo con alto significado fisiológico que permite estudiar el sistema cardiovascular.

Para el estudio del sistema cardiovascular, los investigadores han realizado modelos capaces de simular algunas de las características más importantes de dicho sistema, ya sea de forma separada o estableciendo la unión de algunas de ellas [3]. Entre estos se encuentran los modelos de Clancy [3], Cook [4], Deswysen [6] y Windkessel [2]. A pesar de que los modelos mencionados anteriormente poseen cierta relevancia, ellos proporcionan una visión limitada del sistema cardiovascular y en muchos casos los parámetros matemáticos no tienen significado fisiológico. La importancia del modelo desarrollado se basa en que representa con mayor fidelidad las diversas variables cardiovasculares y establece una mejor correspondencia de los parámetros matemáticos con los parámetros fisiológicos, además de representar tanto la parte izquierda como la parte derecha del corazón. El análogo eléctrico del modelo se representa en la Fig. 1 y los valores utilizados en la simulación se muestran en la Tabla I.

El modelo desarrollado es un modelo completo del sistema cardiovascular ya que en el se representan ambos lados del corazón y sus cuatro cavidades, además de todas las válvulas, así como la circulación sistémica, empleando como herramienta el Programa PSPICE de Microsim Corporation.

Debido a que las aurículas son cavidades cuya compliance (propiedad que tienen los vasos de dilatarse y contraerse ante una presión interna) es prácticamente constante las mismas se modelaron como capacitores fijos. Producto de que su compliance es variable en el tiempo los ventrículos se simu-

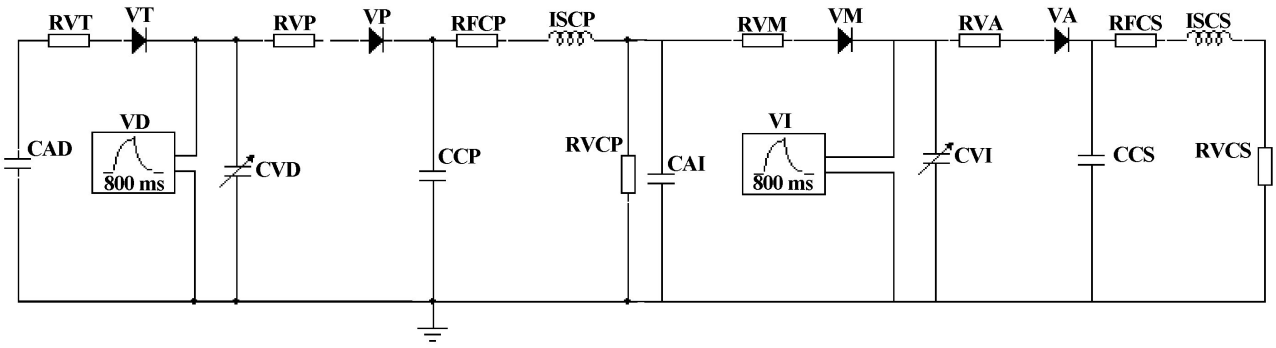


FIGURA 1. Análogo eléctrico del modelo propuesto.

TABLA I. Significado y valor de las variables utilizadas en la simulación

| SÍMBOLO | SIGNIFICADO | VALOR | REF. |
|---|---|---|---|
| CAD | Compliance de la aurícula derecha | 1,6 F | [2] |
| RVT | Resistencia al flujo de la válvula tricúspide | 0,01 W | [2] |
| CVD | Compliance del ventrículo derecho | Variable en el tiempo | [8,10] |
| RVP | Resistencia al flujo de la válvula pulmonar | 0,03 W | [2] |
| CCP | Compliance de la circulación pulmonar | 4,3 F | [1] |
| RFCP | Resistencia al flujo de la circulación pulmonar | 0,17 W | [2] |
| ISCP | Inercia de la sangre en la circulación pulmonar | 0,6 H | [2] |
| RVCP | Resistencia viscoelástica de la circulación pulmonar | 0,0093 W | [1] |
| CAI | Compliance de la aurícula izquierda | 0,6 F | [2] |
| RVM | Resistencia al flujo de la válvula mitral | 0,01 W | [2] |
| CVI | Compliance del ventrículo izquierdo | Variable en el tiempo | [10] |
| RVA | Resistencia al flujo de la válvula aórtica | 0,03 W | [2] |
| CCS | Compliance de la circulación sistémica | 1,58 F | [1] |
| RFCS | Resistencia al flujo en la circulación sistémica | 0,93 W | [2] |
| ISCS | Inercia de la sangre en la circulación sistémica | 6 H | [2] |
| RVCS | Resistencia viscoelástica de la circulación sistémica | 0,025 W | [1] |

laron como capacitores variables y dependientes de la ecuación de la elastancia tomada de [9]. Las válvulas se simularon como válvulas reales, es decir, por un conjunto formado por un diodo y una resistencia y las arterias tanto de la circulación sistémica como de la circulación pulmonar se simularon de forma semejante a [1].

En el modelo que se presenta en este trabajo se obtuvieron las gráficas de presión - tiempo, volumen - tiempo, y presión – volumen en el ventrículo izquierdo siendo el comportamiento muy semejante al esperado. En la Fig. 2 se muestra la curva de presión *vs* tiempo del ventrículo izquierdo obtenida con nuestro modelo. Comparando los resultados de la simulación con la curva de presión del ventrículo izquierdo representada en la Ref. 7, observamos que al igual que en la curva experimental en nuestra curva existe una fase de ascenso hasta llegar a un valor máximo de aproximadamente 120 mm de Hg. (presión sistólica) y después una fase de descenso hasta alcanzar la presión mínima (presión diastólica).

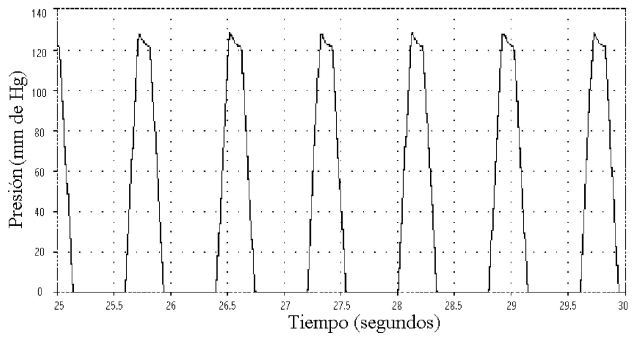


FIGURA 2. Gráfica de presión *vs* tiempo del ventrículo izquierdo obtenida con nuestro modelo.

En la Fig. 3 se presenta la curva volumen *vs* tiempo del ventrículo izquierdo obtenida con nuestro modelo. Comparando los resultados de la simulación con la curva de volumen del ventrículo izquierdo de la Ref. 7, observamos que al igual que en la curva experimental en nuestra curva se observa el período de contracción isovolumétrica (PCI) y el período de relajación isovolumétrica (PRI) durante los cuales no se producen cambios de volumen ventricular debido a que todas las válvulas se encuentran cerradas.

Si observamos el bucle de presión *vs* volumen de la Fig. 4 y lo comparamos con el bucle de presión *vs* volumen del ventrículo izquierdo representada en la Ref. 7, veremos que al igual que en el bucle real en el obtenido en nuestro modelo, están claramente definidos los cambios de presión ventricular izquierda y en el volumen a través de varios ciclos cardíacos (se toma en cuenta el factor tiempo) lo cual se representa en nuestro bucle mediante los siguientes segmentos: segmento I: período de llenado, segmento II: contracción isovolumétrica, segmento III: período de expulsión y segmento IV: período de relajación de isovolumétrica.

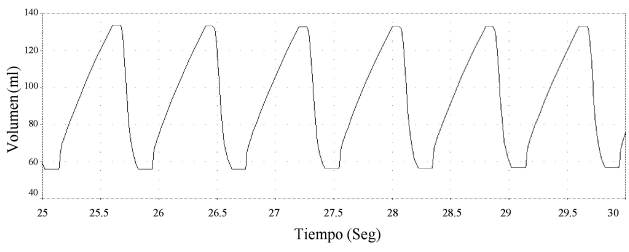


FIGURA 3. Gráfica de volumen *vs* tiempo del ventrículo izquierdo obtenida con nuestro modelo.

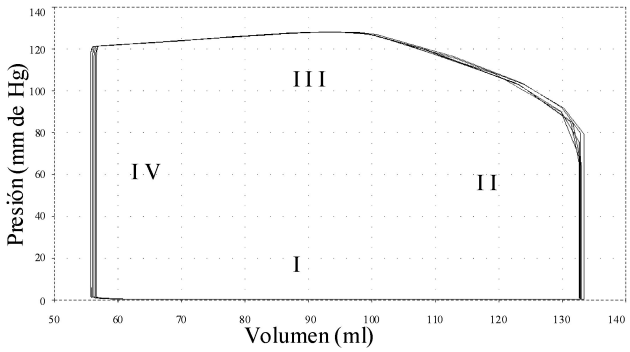


FIGURA 4. Gráficas del bucle presión *vs* volumen del ventrículo izquierdo obtenida con nuestro modelo.

Mediante los resultados que se obtuvieron se pudo comprobar que se cumplieron los objetivos que se esperaban, ya que el modelo propuesto produce curvas muy semejantes al comportamiento real. Para estudios futuros recomendamos la elaboración de un modelo más complejo donde se incluyan el sistema venoso y el sistema capilar y además simular el comportamiento del corazón derecho así como diferentes patologías, como por ejemplo enfermedades coronarias.

1. J.W. Beneken, B. DeWit, In EB Reeve, AC Guyton (eds), *Physical Bases of Circulatory Trasport* 1967, pp 1- 45, Philadelphia, W.B. Saunders.
2. R. Beyar, R. Halperw, E. Tsitlik, D. Guerci, D. Kass, M. Weisfeldt, and C. Chandra, *Circ Res.* (1989) **64** 703.
3. E. Clancy, A. Smith, M. Cohen, and J. Richard, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* **38** No 6 (1991).
4. M. Cook Albert, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **BME-19** No. 2 (1972).
5. A.J. D'Alessandro–Martínez, *Nueva Física* Venezuela (1995).
6. Deswysen, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **BME-24** No. 1 (1977).
7. A. Guyton–Hall, *Tratado de Fisiología Médica* Novena Edición. McGraw–Hill Interamericana (1997).
8. E. Selkurt, *Fisiología* El Ateneo, Argentina (1976).
9. R. Silva, C. Vázquez, A. D'Alessandro, *Primer Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Mazatlán, México (1998).
10. N. Stergiopulos, M. Jean-Jaques, and W. Nico, *Am. J. Physiol.* **270** (Heart Circ. Physiol.39): H2050-H2059, 1996.